

(19)日本国特許庁 (JP)

公開特許公報 (A)

特開2002-65585

(P2002-65585A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

A 6 1 B 1/00

300

F I

テ-マコード (参考)

G 0 1 B 11/00

A 6 1 B 1/00

300 E 2 F 0 6 5

11/24

G 0 1 B 11/00

H 2 H 0 4 0

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

B 4 C 0 6 1

11/24

H 0 4 N 7/18

C 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 120 L (全 16数) 最終頁に続く

(21)出願番号

特願2000-254118(P2000-254118)

(71)出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(22)出願日

平成12年8月24日(2000.8.24)

(72)発明者 小野 修司

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

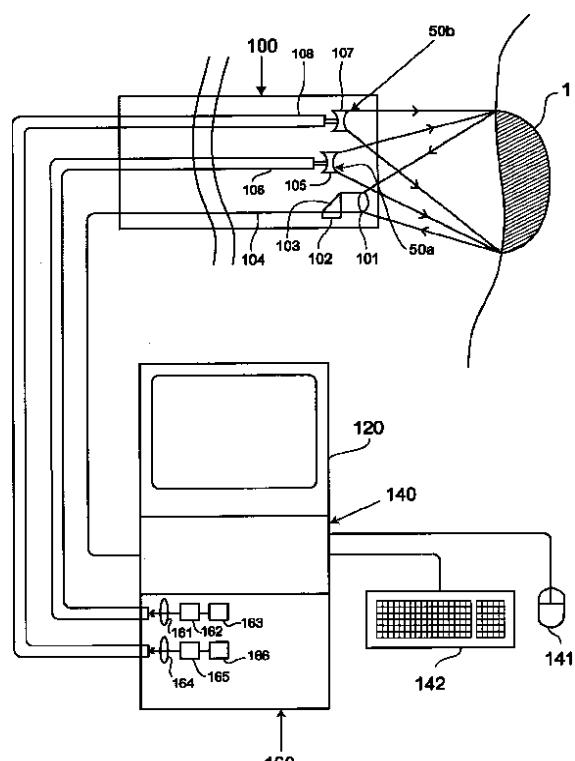
最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡装置において、被写体が動いていても距離情報を得ることができ、また簡単な構成と演算処理により短時間で、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることができるようとする。

【解決手段】 遠距離用照明レンズ105からの照明と近距離用照明レンズ107からの照明をほぼ同時に発光させ、おののの発光のタイミングに合わせて撮像素子102でそれぞれの光による反射光像を撮影する。次に、コンピュータ140で、撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比に基づく演算を行うことにより、各画素ごとに距離を算出し、それらをまとめて距離分布情報を算出する。また撮影された2枚の画像のうち一つを通常画像用として用いる。通常画像と距離分布情報は、モニタ120に可視画像として表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を前記被写体に照射可能な照射手段と、該照射手段の各発光位置からの光による前記被写体からの反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された前記各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により前記各部の発光位置からの距離を算出する演算手段とからなることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記照射手段が前記光を前記発光位置ごとに短い周期で切り替えて照射するものであり、前記撮像手段が前記光の切替えに同期して前記被写体からの前記反射光像を時分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影可能とされていることを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項3】 前記照射手段が前記光を発光位置ごとに異なる波長の光で照射するものであり、前記撮像手段が前記被写体からの前記反射光像を波長分割することにより各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影可能とされていることを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項4】 前記照射手段が内視鏡本体内に組み込まれていることを特徴とする請求項1、2または3記載の内視鏡装置。

【請求項5】 前記演算手段により算出された前記被写体各部の前記照射手段からの距離の分布を被写体の距離分布情報として出力する出力手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項6】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を数値で表示することを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項7】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を図形で表示することを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項8】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を色情報で表示することを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項9】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を図形と色情報の組合せで表示することを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項10】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を該被写体の通常画像との組合せで表示することを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項11】 ユーザーのポインティングデバイスによる前記通常画像上の任意の点の入力に応じて、前記点の前記発光位置からの距離情報を出力する距離情報出力手段をさらに備えていることを特徴とする請求項10記載の内視鏡装置。

【請求項12】 ユーザーのポインティングデバイスによる前記通常画像上の任意の2点の入力に応じて、前記

2点間の距離を演算して出力する2点間距離情報出力手段をさらに備えていることを特徴とする請求項10記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は内視鏡装置に関し、特に体腔内への挿入部先端から被写体までの距離を測定する手段を備えた内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて処置具チャネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。また、工業分野においても、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の内部のキズ、腐食等の観察、検査に工業用内視鏡が広く用いられている。

【0003】しかしながら、従来の内視鏡は単眼光学系の場合が多いため、被写体までの距離を容易に把握することができない。また内視鏡と被写体の距離の大小によってモニター上での被写体の見かけの大きさが変化してしまうため、モニター上では実際の大きさが把握しづらい等の問題点がある。したがって、内視鏡から被写体までの距離、特に画像内での距離の分布を測定できる装置が望まれている。

【0004】特開昭64-49542号に体内的臓器表面等の凹凸を計測する計測内視鏡として、回析格子によるレーザー光の回析パターンを利用したものが示されている。

【0005】これは、回析パターン投影手段によって被写体表面上に回折パターンを投影し、この投影像を視差のある位置から撮像手段で観察することにより、被写体表面の凹凸が把握できるようにしたものである。また、ラインあるいはドット状パターンが表面の凹凸形状に応じて変形して見えるため、撮像手段の画像信号に基づいて、被写体表面上のライン状パターンの各明部に関して基準位置からの輝度の変位量を演算することにより、被写体表面の凹凸形状を計測することもできる。

【0006】また、特開平05-211988号にはレーザー光による測距と干渉稿による測定を組み合わせて

立体形状を測定する手段が示されている。これは、干渉稿投影手段を用いて干渉稿を被写体表面に投影し、前記干渉稿を走査する手法によって得た被写体表面の凹凸形状の情報と、レーザー光線による測距手段を用いて測定した測距情報を合わせることにより、基準寸法の入力を必要とせず距離分布情報を計測することができるというものである。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、特開昭64-49542号では、被写体表面の凹凸形状の情報を得ることができると、内視鏡先端からの距離が既知で

ある基準位置を設定しなければ距離を知ることができない。またパターン投影を複数回行う間で被写体を固定しておく必要があるため、体腔内等の動きの激しい被写体の撮像には向かない。さらに複数回のパターン投影を行い、その後測定パターンに基づき複雑な演算を必要とするため凹凸形状の情報を得るまでに時間がかかる。また照射パターンに基づくため、照射パターンのピッチ以下の空間分解能を得ることが困難である。

【0008】また、特開平05-211988号では、干渉縞投影手段を用いて干渉縞走査方法による形状測定で被写体表面の凹凸形状の測定を行い、それとは別にレーザー光による測距手段を用いて距離の測定を行って距離分布情報を得なければならないため、装置の構成が複雑になる。また干渉縞走査を複数回行う間で被写体を固定しておく必要があるため、体腔内等の動きの激しい被写体の撮像に向かない。さらに複数回の干渉縞走査を行い、その後走査結果に基づき複雑な演算を必要とするため距離情報を得るまでに時間がかかる。

【0009】本発明は上記のような従来技術の問題点に鑑みて、内視鏡装置において、被写体が動いていても距離情報を得ることができ、また簡単な構成と演算処理により短時間で、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることが可能な内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による内視鏡装置は、被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を照射可能な照射手段と、照射手段の各発光位置からの光による被写体の反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により各部の発光位置からの距離を算出する演算手段を備えたことを特徴とするものである。

【0011】ここで、発散照射距離とは、単位照射面積当たりの照度が距離の2乗に反比例するように、光が発散して進む距離を意味し、平行ビームとして進む距離や、光ファイバー内を進む距離は含まない。また、ほぼ同時とは、同時または被写体に動きが認められない程度の時間差を意味する。

【0012】本発明による内視鏡装置は、前記照射手段を被写体までの発散照射距離の異なる発光位置ごとに短い周期で切り替えて光を照射するものとし、前記撮像手段を光の切り替えに同期して被写体からの反射光像を時分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影するものとすることができる。

【0013】また、本発明による内視鏡装置は、前記照射手段を被写体までの発散照射距離の異なる発光位置ごとに異なる波長の光を被写体に照射し、前記撮像手段により被写体の反射光像を波長分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影するものと

することができる。

【0014】本発明による内視鏡装置において、前記照射手段は内視鏡本体内に組み込まれていてもよいし、内視鏡本体と別体に構成されていてもよい。

【0015】本発明による内視鏡装置は、演算手段により算出された被写体各部の照射手段からの距離の分布を被写体の距離分布情報をとして出力する出力手段をさらに備えたものとすることができる。

【0016】この出力手段は、被写体の距離分布情報を数値として表示するものとすることができる。例えば、被写体の任意の広さの領域毎に距離情報を数値で表示することができる。

【0017】この出力手段は、被写体の距離分布情報を図形として表示するものとすることができる、例えば、被写体の凹凸形状をワイヤーフレーム等の立体形状で表示することができる。

【0018】例えば、出力手段の画素毎に被写体までの距離に応じて色を変化させて表示するようにして、被写体の距離分布情報を色情報として表示するものとすることもできる。

【0019】さらに、さらにその上から被写体の凹凸形状情報をとしてワイヤーフレーム等の立体形状を重ねて表示するようにして、被写体の距離分布情報を図形と色情報の組合せとして表示するものとすることができる。

【0020】また、この出力手段は、同一出力手段上に被写体の距離分布情報と被写体の通常画像との両方を同時に表示するものとすることもできる。

【0021】さらに、この出力手段はユーザーのポインティングデバイスによる通常画像上の任意の点の入力を受けて、その位置の距離情報を出力手段上に表示するものとすることもできるし、ポインティングデバイスによる通常画像上の任意の2点の入を受け、2点間の距離を演算して出力手段上に数値等で表示するものとすることもできる。

【0022】ここで、図2に示す原理図をもとに距離情報の演算方法について説明する。被写体1からの距離の異なる2つの点光源20および21から被写体1に照明をあてる。このときの、被写体から近い点光源20の輝度を既知の値 L_1 、被写体から遠い点光源21の輝度を既知の値 L_2 、両点光源20、21間の距離を既知の値 L 、点光源20から被写体までの距離を R_1 、点光源21から被写体までの距離を R_2 、被写体の各点光源20、21から発せられる光に対する分光反射率を R_f とすると、各要素の位置関係より

$$R_1 + L = R_2 \quad (1)$$

となり、点光源21からの光の被写体1による反射光強度を L_{r1} とすると、

$$L_{r1} = R_f \cdot L_1 / 4 \quad R_1^2 \quad (2)$$

となり、点光源20からの光の被写体1による反射光強度を L_{r2} とすると、

$$L r_2 = R f \cdot L_2 / 4 \quad R_2^2 \quad (3)$$

となる。

$$W r = L r_1 / L r_2 = R f \cdot L_1 \cdot 4 \quad R_2^2 / 4 \quad R_1^2 \cdot R f \cdot L$$

となり、(4)式に(1)式を代入し、被写体までの距離 R_1 を求める式に変形することにより、

【数1】

$$R_1 = \frac{L}{\left(\sqrt{\frac{W r L_2}{L_1}} - 1 \right)} \quad (5)$$

となる。

【0024】(5)式より、 L_1 、 L_2 、 L は既知の値、 $W r$ は撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比から求められるため、被写体までの距離 R_1 を得ることができる。

【0025】カメラ10が撮影した点光源20および点光源21からの反射光像を入力し演算するコンピュータで、撮影された画像の各画素ごとに上記演算を行うことにより、撮影された画像から距離分布情報を得ることができる。

【0026】

【発明の効果】上記のように構成された本発明による内視鏡装置は、発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を被写体に照射し、各発光位置からの光による被写体からの反射光像を独立に撮影可能なものであるため、短時間で距離分布情報を得るために必要な2枚の反射光像の撮影が終了するので、被写体が動いていても距離分布情報を得ることができる。

【0027】また、本発明による内視鏡装置は、前記2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づいて距離分布情報を算出するため、距離分布情報を得るための特別な手段を必要とせず、一つの撮像手段で撮影した情報を基に通常画像と距離分布情報の2つの情報を得ることができ、装置の構成を複雑にすることなく距離分布情報を得ることができる。

【0028】また、本発明による内視鏡装置は、ほぼ同時に撮影した2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づく簡単な演算により距離分布情報を算出するため、短時間で距離分布情報を得ることができる。

【0029】さらに、本発明の内視鏡装置によれば、発光位置を変えて撮影した2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づいて距離分布情報を算出するため、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることができる。

【0030】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本発明の第50

【0023】ここで、これらの反射光強度の比を $W r$ として求めると、

1の実施の形態による内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【0031】本実施の形態による内視鏡装置は、被験者の体腔内に挿入される内視鏡挿入部100と、その挿入部100先端付近内部に設けられた、被写体までの発散

10 照射距離の異なる2つの位置50a、50bから光を照射するための2つの光源162、165を備えた照明ユニット160と、内視鏡挿入部100内の撮像素子102が対物レンズ101を通して撮影した2枚の画像に基づいて通常画像信号と距離分布情報を算出して画像化した信号を出力する機能および内視鏡装置全体を制御する機能を持ったコンピュータ140と、コンピュータ140の映像出力信号を受けて、可視画像として表示するモニタ120とから構成されている。

【0032】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるCCDケーブル104、遠距離用ライトガイド106、近距離用ライトガイド108を備えている。CCDケーブル104aの先端部には、通常画像用撮像素子102が接続され、その通常画像用撮像素子102には、反射用プリズム103が取り付けられている。反射用プリズム103、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、対物レンズ101および遠距離用照明レンズ105および近距離用照明レンズ107が設けられている。CCDケーブル104の基端は、コンピュータ140に接続され、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の基端は照明ユニット160に接続されている。

【0033】照明ユニット160は、遠距離用ライトガイド106を通して内視鏡挿入部100から遠距離用照射レンズ105により照射するための光源として、通常画像用白色光を発する遠距離用白色光源162と、その遠距離用白色光源162に電気的に接続された遠距離用白色光源用電源163と、遠距離用白色光源162から射出された白色光を集光する遠距離用白色光用集光レンズ161、同じく近距離用ライトガイド108を通して内視鏡挿入部100から近距離用照射レンズ107により照射するための光源として通常画像用白色光を発する近距離用白色光源165と、その近距離用白色光源165に電気的に接続された近距離用白色光源用電源166と、近距離用白色光源165から射出された白色光を集光する近距離用白色光用集光レンズ164を備えている。

【0034】コンピュータ140には、内視鏡100から延びているCCDケーブル104が接続されている。また、必要に応じてポインティングデバイス141やキ

ーボード142等を接続することができる。

【0035】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0036】まず、内視鏡100は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源163が駆動され、遠距離用白色光源162から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ161を経てライトガイド106に入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ105により被写体1に照射される。白色光の被写体1からの反射光は対物レンズ101によって集光され、反射用プリズム103により反射されて、通常画像用撮像素子102に結像される。撮像素子102からの映像信号はCCDケーブル104を通ってコンピュータ140に送られ、コンピュータ140内のメモリに保存される。次に、遠距離用の光源と同様に近距離用白色光源電源166が駆動され、近距離用白色光源165から白色光が射出される。白色光は、近距離用白色光用集光レンズ164を経てライトガイド108に入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ107により被写体1に照射される。白色光の被写体1からの反射光は対物レンズ101によって集光され、反射用プリズム103により反射されて、通常画像用撮像素子102に結像される。撮像素子102からの映像信号はCCDケーブル104を通ってコンピュータ140に送られ、コンピュータ140内のメモリに保存される。

【0037】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、光源の発光の切替えに同期してそれぞれの光の反射光像を時分割することにより両反射光像を独立に撮影するものである。

【0038】次に撮影された2枚の画像からコンピュータ140により前述の原理に基づいて被写体各部までの距離を演算することにより、画像の各画素ごとに距離が算出され、それらをまとめて距離分布情報が算出される。また撮影された2枚の画像のうちいずれか一方は通常画像用としても用いられる。上記の様に処理された通常画像および距離分布情報は、モニタ120に入力され、両画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。また、上記一連の動作はコンピュータ140によって制御される。

【0039】ここで、ポインティングデバイス141を用いて、モニタ120上に表示されている通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ140に入力することにより、すでに算出されている指定点の距離情報をモニタ120上に数値等の情報として表示することもできるし、通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを

10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95

押下してコンピュータ140に入力し、さらに別の一点を指定してポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ140に入力することにより、コンピュータ140で2点間の距離を演算してモニタ120上に数値等で表示することもできる。また、上記2点間をポインティングデバイス141でドラッグすることによって2点間の距離を演算してモニタ120上に数値等で表示するようにしてもよい。

【0040】ここで、図12、図13を基に前記2点間の距離の演算方法について説明する。まず、通常画像の表示例を図12に示す。通常画像上で任意の点1aおよび1bを指定したものと想定し、そのときの2点間の距離Dの算出方法について説明する。

【0041】このときの状態を図13に示す。照明レンズ107から点1aまでの距離であるR₁₁は前述の原理により求められ、さらに照明レンズ107と対物レンズ101の位置関係は既知であり、対物レンズ101のレンズ光軸Aと対物レンズ101から点1aを結ぶ直線との角度θ₁は前記通常画像上の距離r₁と対物レンズ101の特性から求まるので、照明レンズ107を中心とした半径R₁₁の球面を表す式と、対物レンズ101から点1aを結ぶ直線を表す式を連立することにより、該球面と該直線の交点である点1aの3次元の座標が求められる。同様にして点1bの座標も求められるので、点1aおよび点1bのそれぞれの3次元の座標を基に2点間の距離Dが求められる。

【0042】また、キーボード142上に配置されたカーソルキーを用いて通常画像上の任意の一点、または2点を指定しキーボード142上のEnterキーを押下してコンピュータ140に入力することによっても上記作用と同等の作用を得ることができる。

【0043】さらに、ポインティングデバイス141やキーボード142等は、コンピュータ140に対する制御命令の入力等にも用いることができる。

【0044】上記のように構成された本発明による内視鏡装置によれば、短時間で距離分布情報を得るために必要な2枚の反射光像の撮影が終了するので、被写体が動いていても距離分布情報を得るための撮影を行うことができ、さらに被写体からの光の反射強度の比に基づく簡単な演算により、短時間で距離分布情報を得ることができる。

【0045】本実施形態では、被写体からの距離が遠い照明を用いた撮影を先に行つたが、被写体からの距離が近い照明を用いた撮影を先に行つてもよい。また、照明に用いる光源として白色光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源であれば、単波長光等を採用することもできる。

【0046】次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。図3は、本発明による内視鏡の本実施の形態の概略構成を示す図である。なお、図1に示す第1の実

施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0047】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部200が、内部に先端まで延びるCCDケーブル204a、204b、204c、遠距離用ライトガイド206、近距離用ライトガイド208を備えている。CCDケーブル204a、204b、204cの先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子202a、202b、202cが接続され、それらの通常画像用撮像素子202a、202b、202cには、分光用プリズム203が取り付けられている。分光用プリズム203、遠距離用ライトガイド206および近距離用ライトガイド208の先端部、即ち内視鏡挿入部200の先端部には、対物レンズ201および遠距離用照明レンズ205および近距離用照明レンズ207が設けられている。CCDケーブル204a、204b、204cの基端は、コンピュータ240に接続され、遠距離用ライトガイド206および近距離用ライトガイド208の基端は照明ユニット260に接続されている。

【0048】照明ユニット260は、遠距離用ライトガイド206を通して内視鏡挿入部200から遠距離用照射レンズにより照射するための光源として、第1の波長_Aの単波長光を発する単波長光源262と、その単波長光源262に電気的に接続された単波長光源用電源263と、単波長光源262から射出された単波長光を集光する単波長光用集光レンズ261を備えている。

【0049】同じく近距離用ライトガイド208を通して内視鏡挿入部200から近距離用照射レンズにより照射するための光源として前記第1の波長_Aと異なる波長_Bの単波長光を発する単波長光源265と、その単波長光源265に電気的に接続された単波長光源用電源266および第1、第2の波長とさらに異なる波長_Cの単波長光を発する単波長光源267と、その単波長光源267に電気的に接続された単波長光源用電源268があり、単波長光源265の前面には第2の波長_Bの光は透過し、第3の波長_Cの光は反射するダイクロイックミラー269を、単波長光源267の前面にはミラー270を設置することによって、単波長光源265と単波長光源267の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ264に入射させている。

【0050】これら3つの波長(_A、_B、_C)は、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲内で選択する。

【0051】コンピュータ240には内視鏡200から延びているCCDケーブル204a、204b、204cが接続されている。また、第1実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス141やキーボード142等を接続することができる。

【0052】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0053】まず、内視鏡200は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源263が駆動され、遠距離用単波長光源262から第1の波長_Aの単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ261を経てライトガイド206に入射され、内視鏡挿入部200の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ205により被写体1へ照射される。

【0054】同時に近距離用単波長光源電源266および近距離用単波長光源電源268が駆動され、近距離用単波長光源265および近距離用単波長光源267から第2、第3の波長の_B、_Cの単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー269により合成され近距離用単波長光用集光レンズ264を経てライトガイド208に入射され、内視鏡挿入部200の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ207により被写体1へ照射される。

【0055】図4に拡大して示すように、遠距離用照明レンズ205からは第1の波長_Aの単波長光が被写体1に向けて照射され、短距離用照明レンズ207からは第2、第3の波長_B、_Cの単波長光が被写体1に向けて照射される。3つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ201によって集光され、分光用プリズム203で各波長ごとに分光して、通常画像用撮像素子202a、202b、202cにそれぞれ結像される。撮像素子202a、202b、202cからの映像信号はCCDケーブル204a、204b、204cを通してコンピュータ240に送られ、それぞれの画像がコンピュータ240内のメモリに保存される。

【0056】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、同時に発光された両光源からの反射光をプリズムにより波長分割することにより両反射光像を独立に撮影するものである。

【0057】次に、図5のフローチャートに示すように、画像メモリb292、画像メモリc293に保存された近距離から照射した単波長_Bの光による反射光像および単波長_Cの光による反射光像を基に、単波長_A、単波長_B、単波長_Cの分光特性が線形であるため、単波長_B、単波長_Cの波長差と、各波長の光強度から、線形方程式により単波長_Aに相当する光による反射光を推定する。

【0058】画像メモリa291に保存された遠距離から照射した単波長_Aの光による反射光像と、前述の方法により推定した、近距離から照射した単波長_Aに相当する光による反射光像とで前述の原理に基づいて演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0059】本実施形態では、照明に用いる光源として単波長光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源

であれば、単波長光以外の光源を採用することもできる。

【0060】次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。図6は、その概略構成を示す図である。なお、第1、第2実施形態と同等の要素の説明は特に必要のない限り省略する。

【0061】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部300が、内部に先端まで延びるCCDケーブル304a、304b、遠距離用ライトガイド306、近距離用ライトガイド308を備えている。CCDケーブル304a、304bの先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子302a、302bが接続され、それらの通常画像用撮像素子302a、302bには、分光用プリズム303が取り付けられている。分光用プリズム303、遠距離用ライトガイド306および近距離用ライトガイド308の先端部、即ち内視鏡挿入部300の先端部には、対物レンズ301および遠距離用照明レンズ305および近距離用照明レンズ307を備えている。CCDケーブル304a、304bの基端は、コンピュータ340に接続され、遠距離用ライトガイド306および近距離用ライトガイド308の基端は照明ユニット360に接続されている。

【0062】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された3つの波長($\lambda_B < \lambda_A < \lambda_C$)を用いる。

【0063】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0064】まず、内視鏡300は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源363が駆動され、遠距離用単波長光源362から単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ361を経てライトガイド306に入射され、内視鏡挿入部300の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ305により被写体1へ照射される。

【0065】同時に近距離用単波長光源電源366および近距離用単波長光源電源368が駆動され、近距離用単波長光源365および近距離用単波長光源367から単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー369により合成され近距離用単波長光用集光レンズ364を経てライトガイド308に入射され、内視鏡挿入部300の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ307により被写体1へ照射される。

【0066】図7に示すように、3つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ301によって集光され、プリズム303のダイクロイックフィルタにより λ_A と、 λ_B 、 λ_C に分離され、通常画像用撮像素子302a、302bにそれぞれ結像される。撮像素子302a、302bからの映像信号はCCDケーブル304

a、304bを導通させコンピュータ340に送られ、それぞれの画像がコンピュータ340内のメモリに保存される。

【0067】次に、遠距離から照射した単波長 λ_A の光による反射光像と、近距離から照射した単波長 λ_B の光による反射光像および単波長 λ_C の光による反射光像から、(6)式の通り加算平均により算出した近距離から照射した単波長 λ_A に相当する光による反射光像とで前述と同様の演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0068】 $\lambda_A = (\lambda_B + \lambda_C) / 2$ (6)

本実施形態では、遠距離用光源に λ_A 、近距離光源に λ_B および λ_C を用いたが、遠距離用光源に λ_B および λ_C 、近距離光源に λ_A を用いることもできる。

【0069】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図8は、その概略構成を示す図である。なお、第1、第2および第3実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0070】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された3つの赤外波長($\lambda_B < \lambda_A < \lambda_C$)および可視光を用いる。照明ユニット460は、遠距離用ライトガイド406を通して内視鏡挿入部400から遠距離用照射レンズ405により照射するための光源として、波長 λ_A の単波長光を発する単波長光源462と、その単波長光源462に電気的に接続された単波長光源用電源463および可視光を発する可視光源464と、その単波長光源464に電気的に接続された単波長光源用電源465があり、単波長光源462の前面には波長 λ_A の光は透過し、可視光は反射するダイクロイックミラー466を、可視光源464の前面にはミラー467を設置することによって、単波長光源462と可視光源464の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ461に入射させている。

【0071】同じく近距離用ライトガイド408を通して内視鏡挿入部400から近距離用照射レンズ407により照射するための光源として波長 λ_B の単波長光を発する単波長光源469と、その単波長光源469に電気的に接続された単波長光源用電源470および波長 λ_C の単波長光を発する単波長光源471と、その単波長光源471に電気的に接続された単波長光源用電源472があり、単波長光源469の前面には波長 λ_B の光は透過し、波長 λ_C の光は反射するダイクロイックミラー473を、単波長光源471の前面にはミラー474を設置することによって、単波長光源469と単波長光源471の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ468に入射させている。

【0072】コンピュータ440には内視鏡400から延びているCCDケーブル404a、404b、404

cが接続されている。また、第1実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス141やキーボード142等を接続することができる。

【0073】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0074】まず、内視鏡400は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源463および遠距離用可視光源電源465が駆動され、遠距離用単波長光源462および遠距離用可視光源464から単波長光および可視光が射出される。波長_Aの単波長光と可視光は、ダイクロイックミラー466により合成され遠距離用集光レンズ461を経てライトガイド406に入射され、内視鏡挿入部400の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ405により被写体1へ照射される。

【0075】同時に近距離用単波長光源電源470および近距離用単波長光源電源472が駆動され、近距離用単波長光源469および近距離用単波長光源471から波長_Bと_Cの単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー473により合成され近距離用単波長光用集光レンズ468を経てライトガイド408に入射され、内視鏡挿入部400の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ407により被写体1へ照射される。

【0076】図9に示すように、3つの単波長光と可視光が合成された光の反射光は対物レンズ401によって集光され、分光用プリズム403で各波長ごとに分光して、通常画像用撮像素子402a、402b、402cにそれぞれ結像される。撮像素子402a、402b、402cからの映像信号はCCDケーブル404a、404b、404cを導通させコンピュータ440に送られ、それぞれの画像がコンピュータ440内のメモリに保存される。

【0077】次に、可視光による反射光像は通常画像として、遠距離から照射した単波長_Aの光による反射光像と、近距離から照射した単波長_Bの光による反射光像および単波長_Cの光による反射光像から加算平均により算出した近距離から照射した単波長_Aに相当する光による反射光像とで演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置によっても、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0078】本実施形態では、遠距離用光源に可視光_A、近距離光源に_Bおよび_Cを用いたが、遠距離用光源に_Bおよび_C、近距離光源に_Aを用いることもできる。

【0079】また、可視光源を遠距離用光源としてだけでなく、近距離用光源とする、またはその両方とするともできる。

【0080】次に、本発明の第5の実施の形態について説明する。本実施形態は第1実施形態の要素に蛍光内視

鏡を組み合わせたものである。図11は、本実施形態による内視鏡の概略構成を示す図である。なお、第1から第4実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0081】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部500が、内部に先端まで延びるCCDケーブル504、遠距離用ライトガイド506、近距離用ライトガイド508を備えている。CCDケーブル504の先端部には、通常画像用撮像素子502が接続され、その通常画像用撮像素子502には、分光用プリズム503が取り付けられている。分光用プリズム503、遠距離用ライトガイド506および近距離用ライトガイド508の先端部、即ち内視鏡挿入部500の先端部には、対物レンズ501および遠距離用照明レンズ505および近距離用照明レンズ507を備えている。CCDケーブル504の基端は、コンピュータ540に接続され、遠距離用ライトガイド506および近距離用ライトガイド508の基端は照明ユニット560に接続されている。

【0082】照明ユニット560は、遠距離用ライトガイド506を通して内視鏡挿入部500から遠距離用照射レンズにより照射するための光源として、白色光を発する白色光源562と、その白色光源562に電気的に接続された白色光源用電源563と、白色光源562から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ261がある。

【0083】同じく近距離用ライトガイド508を通して内視鏡挿入部500から近距離用照射レンズにより照射するための光源として白色光を発する白色光源565と、その白色光源565に電気的に接続された白色光源用電源566および蛍光画像用励起光を発する励起光源567と、その励起光源567に電気的に接続された励起光源用電源568があり、白色光源565の前面には白色の光は透過し励起光は反射するダイクロイックミラー569を、励起光源567の前面にはミラー570を設置することによって、白色光源565と励起光源567の2つの光源から射出される白色光および励起光を、集光レンズ564に入射させている。

【0084】蛍光画像検出ユニット580には、イメージファイバ510が接続され、イメージファイバ510により伝搬された蛍光像を結像系に導く蛍光用コリメートレンズ581、自家蛍光像から励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ582、その励起光カットフィルタ582を透過した自家蛍光像から所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ583、その光学透過フィルタ583を回転させるフィルタ回転装置584、その光学透過フィルタ583を透過した自家蛍光像を結像させる蛍光用集光レンズ585、蛍光用集光レンズ585により結像された自家蛍光像を撮像する蛍光画像用高感度撮像素子586を備えている。蛍光画像用高感度撮像素子586が撮影した蛍光画像は、CCDケ

ーブル587によりコンピュータ540に接続されている。

【0085】コンピュータ540には内視鏡500から延びているCCDケーブル504および蛍光画像検出ユニット580から延びているCCDケーブル587が接続されている。また、第1実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス541やキーボード542等を接続することができる。

【0086】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0087】まず、内視鏡500は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源563が駆動され、遠距離用白色光源562から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ561を経てライトガイド506に入射され、内視鏡挿入部500の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ505により被写体1へ照射される。

【0088】同時に近距離用白色光源電源566および近距離用励起光源電源568が駆動され、近距離用白色光源565および近距離用励起光源567から白色光および励起光が射出される。白色光および励起光は、ダイクロイックミラー569により合成され、近距離用集光レンズ564を経てライトガイド508に入射され、内視鏡挿入部500の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ507により被写体1へ照射される。

【0089】ここで、遠距離用白色光源電源563と近距離用白色光源電源566を交互に駆動し、遠距離用白色光と近距離用白色光を交互に切替えて照射し、その切替えに同期してそれぞれの光の反射光像を時分割することにより両反射光像を独立に撮影し、前述の原理に基づいて演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0090】さらに、本実施形態では、距離分布情報の取得と同時に蛍光画像を撮影することができる。以下に蛍光画像撮影時の作用について説明する。

【0091】近距離光源の光による反射光像撮影時、近距離用白色光源電源566をOFFにし、近距離用励起光源電源568のみを駆動し、近距離用励起光源567から励起光を射出する。励起光源567には波長410nmのGaN系半導体レーザを用いる。励起光は、ダイクロイックミラー569により反射され近距離用集光レンズ564を経てライトガイド508に入射され、内視鏡挿入部500の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ507により被写体1へ照射される。

【0092】励起光を照射されることにより生じる被写体1からの自家蛍光は、集光レンズ509により集光

*され、イメージファイバ510の先端に入射され、イメージファイバ510を経て、励起光カットフィルタ582に入射する。

【0093】励起光カットフィルタ582を透過した自家蛍光は、光学透過フィルタ583を通過する。なお、励起光カットフィルタ582は、波長420nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光の波長は410nmであるため、被写体1で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ582でカットされ、光学透過フィルタ583へ入射することはない。

【0094】コンピュータ540により、フィルタ回転装置584が駆動され、自家蛍光像は、光学フィルタ583を透過した後、蛍光用集光レンズ585により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子586により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子586からの映像信号はAD変換回路587へ入力され、デジタルデータに変換された後、ライン589を通ってコンピュータ540に保存される。

【0095】上記の様に処理された通常画像、距離分布情報および蛍光画像は、モニタ120に入力され、全画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。

【0096】本実施形態では、第1実施形態の内視鏡装置と蛍光画像撮影部を組み合わせたが、第1実施形態以外にも第2から第4実施形態のいずれも蛍光画像撮影部と組み合わせることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図2】本発明に用いる距離演算方法についての原理図

【図3】本発明の第2実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図4】特定波長の反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示す図

【図5】本発明の第2実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート

【図6】本発明の第3実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図7】加算平均による中間波長成分推定を導入した距離分布撮影法を示す図

【図8】本発明の第4実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図9】輝度画像(可視域)および距離画像(赤外域)を同時取得可能とした反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示した図

【図10】本発明の第4実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート

【図11】本発明の第5実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図12】本発明の内視鏡により撮影した通常画像の例

【図13】本発明に用いる2点間の距離の演算方法についての原理図

【符号の説明】

1 被写体

50a, 50b 発光位置

100, 200, 300, 400, 500 内視鏡

120 モニタ

* 140, 240, 340, 440, 540 コンピュータ

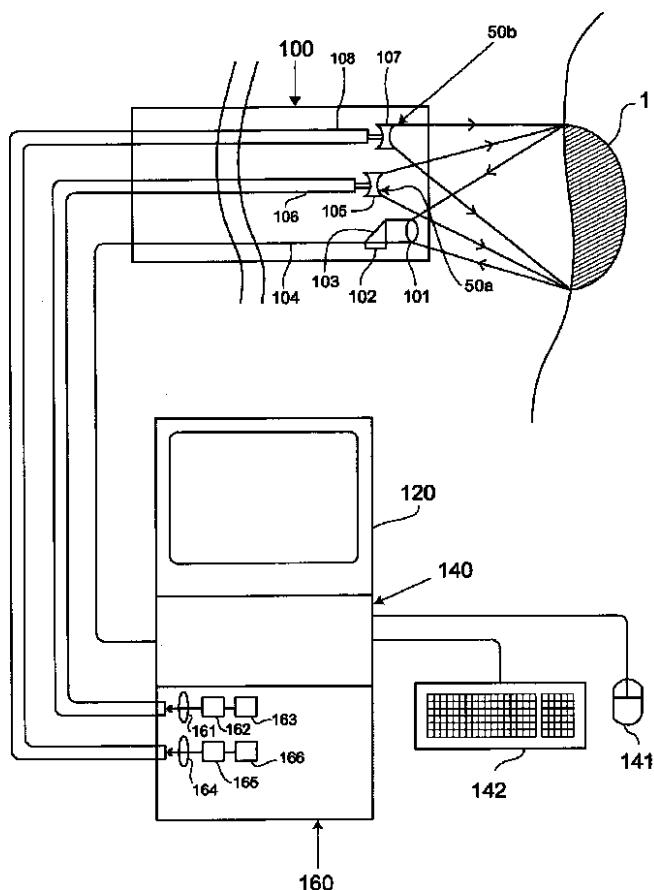
141 ポイントティングデバイス

142 キーボード

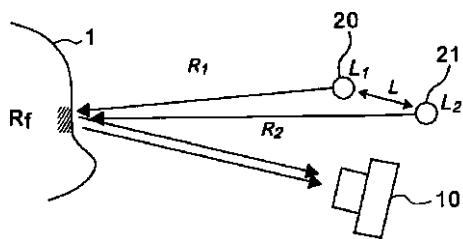
160, 260, 360, 460, 560 照明ユニット

* 580 蛍光画像検出ユニット

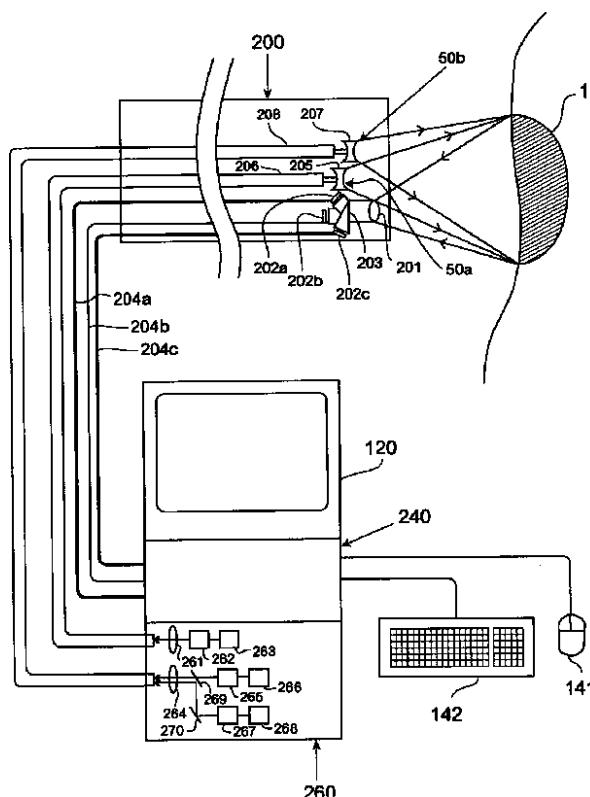
【図1】



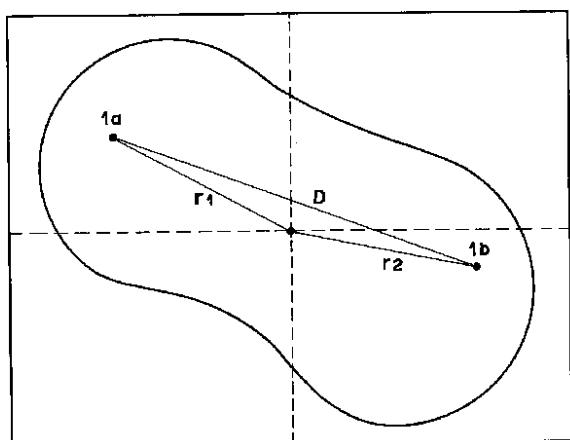
【図2】



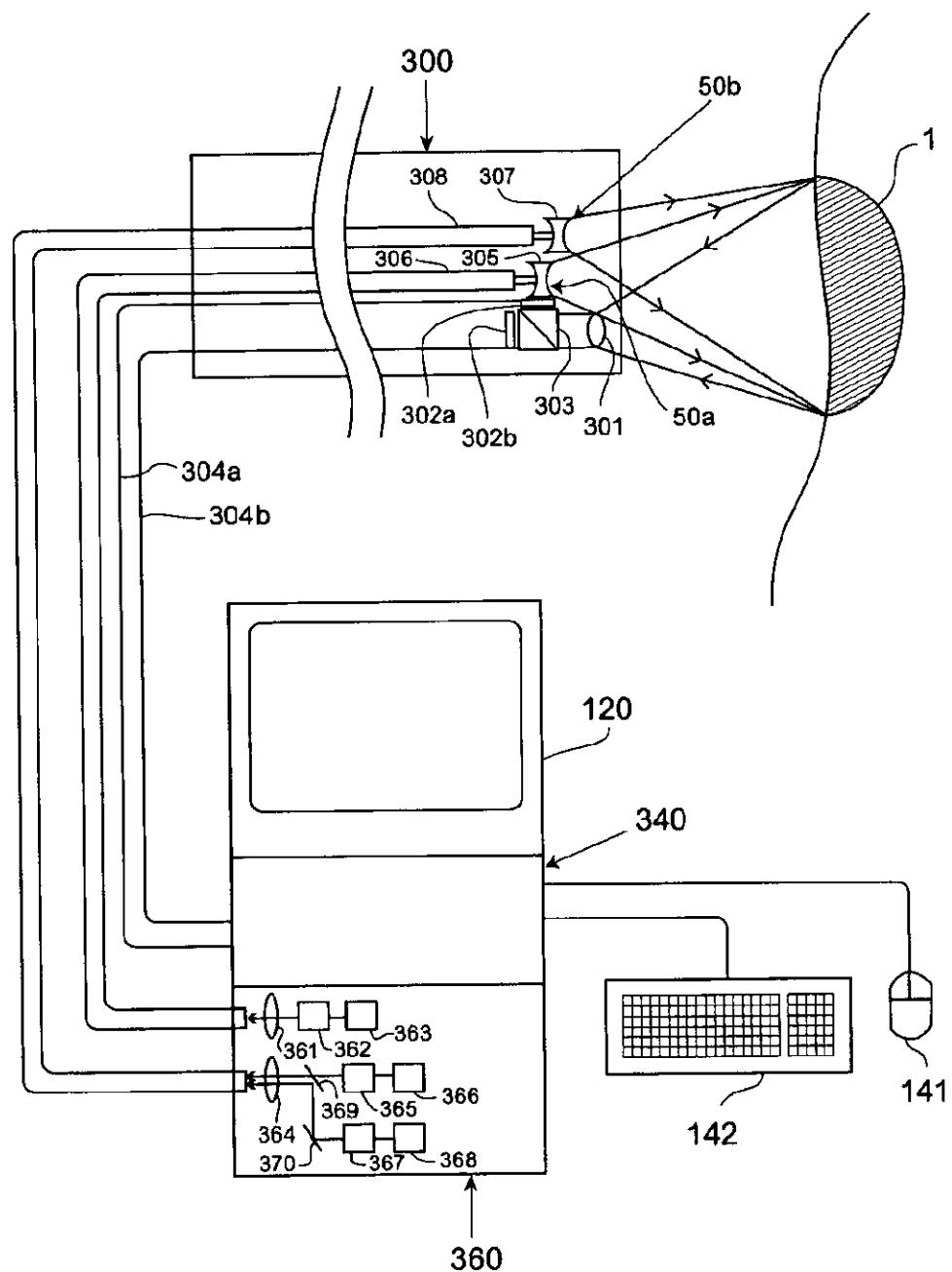
【図3】



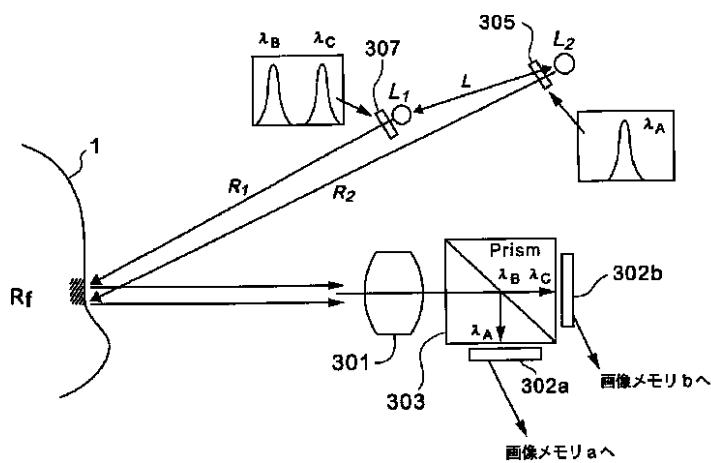
【図12】



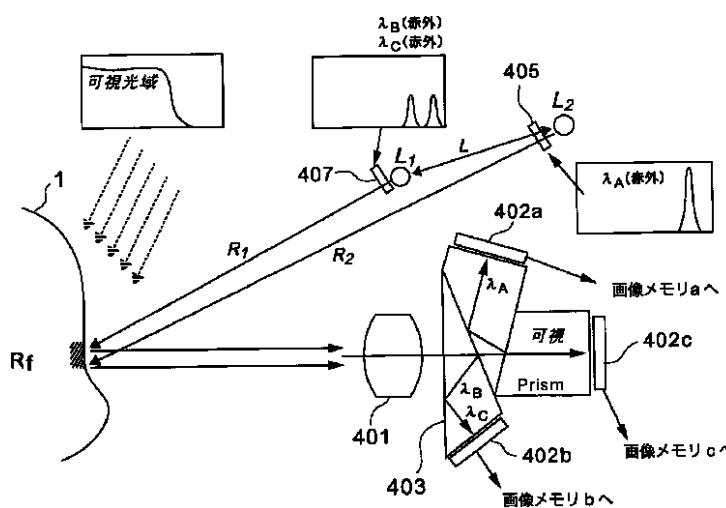
【図6】



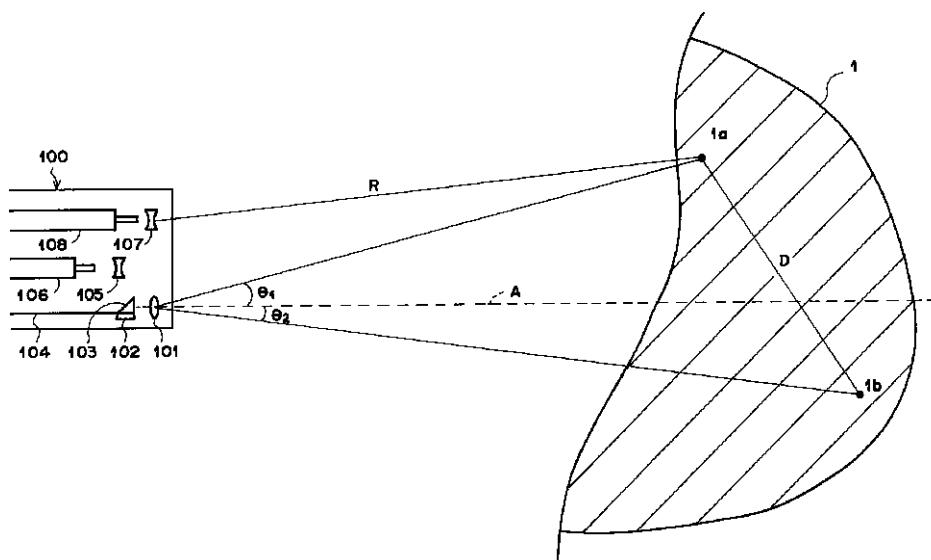
【図7】



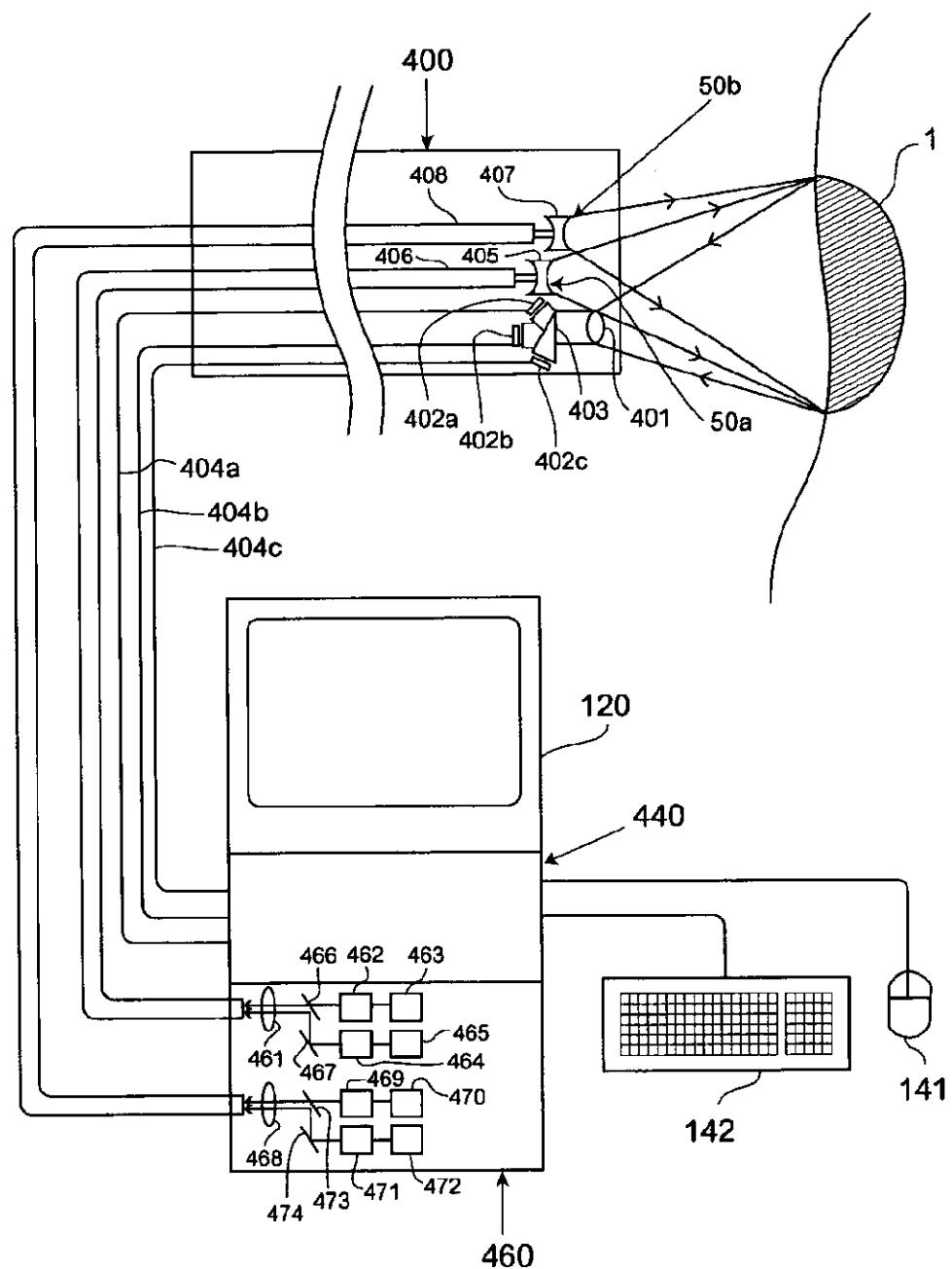
【図9】



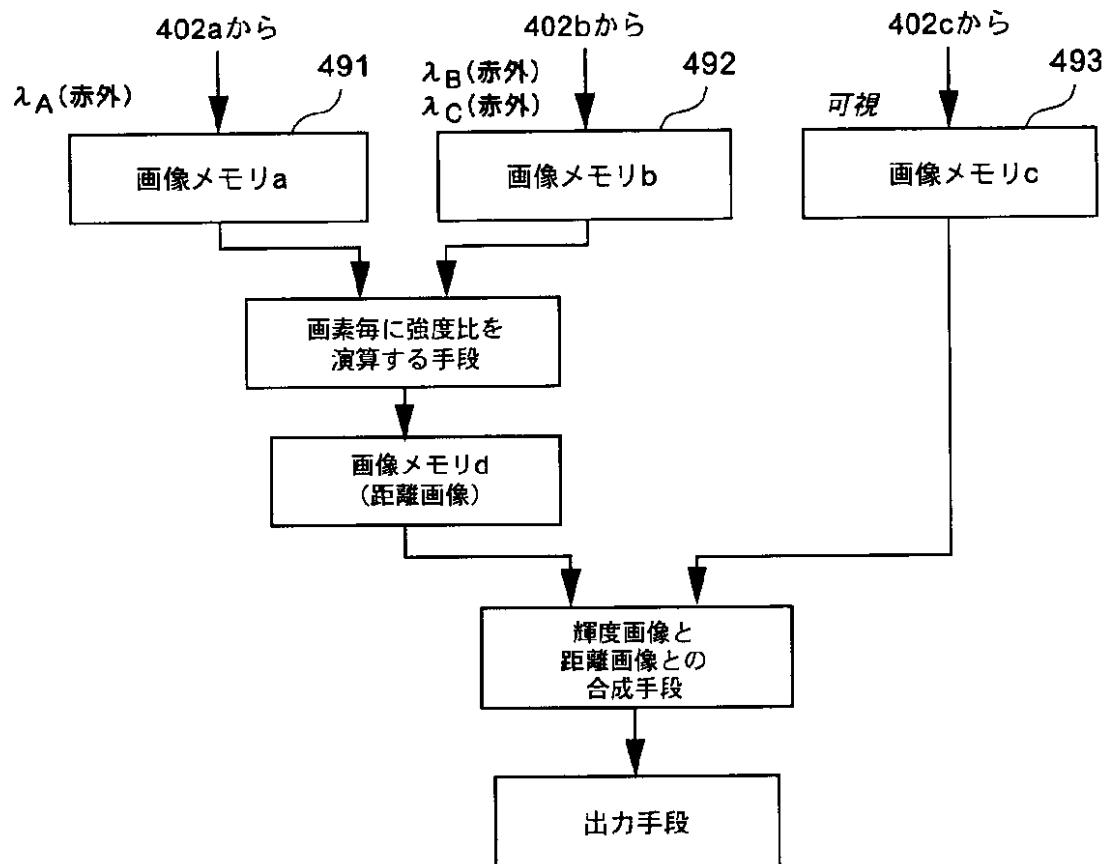
【図13】



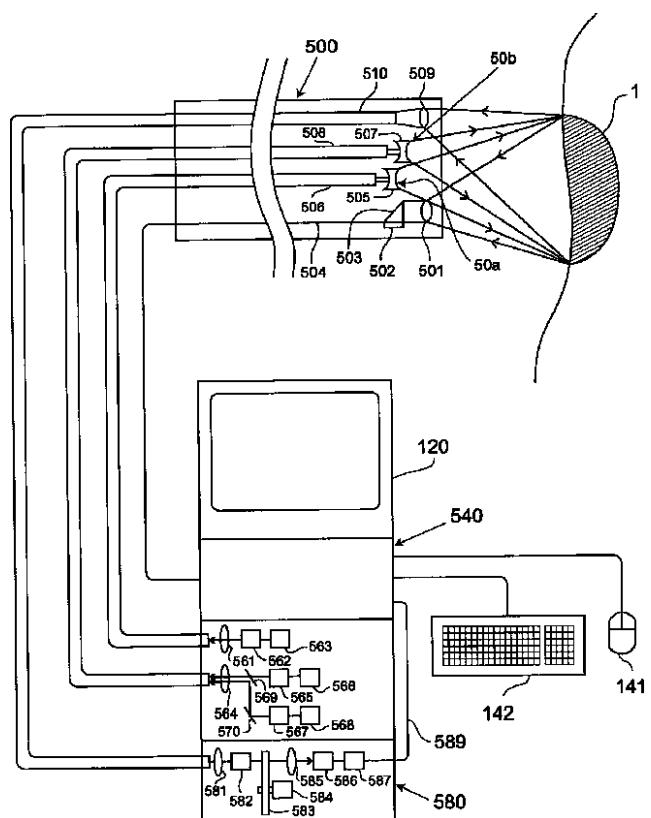
【図8】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(51) Int.CI.⁷

H 0 4 N 7/18

識別記号

F I

G 0 1 B 11/24

テ-マコト' (参考)

K

F ターム(参考) 2F065 AA04 AA06 AA51 AA60 BB05
 CC16 DD06 FF42 GG06 GG13
 GG22 GG23 GG24 JJ03 JJ05
 JJ26 LL01 LL03 LL04 LL20
 LL22 LL26 LL46 LL47 MM28
 NN02 PP21 QQ00 QQ03 QQ17
 QQ24 QQ26 QQ28 SS02 SS13
 2H040 AA02 AA03 AA04 BA22 CA06
 CA23 CA24 GA02 GA11
 4C061 CC06 HH52 QQ06 QQ07 RR04
 SS09 SS21 WW11
 5C054 AA02 CA04 CC02 CG02 CH02
 EA01 EA05 FB03 FC11 FC15
 FE14 FE23 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002065585A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2000254118	申请日	2000-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	小野修司		
发明人	小野 修司		
IPC分类号	G01B11/00 A61B1/00 G01B11/24 G01B11/245 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.E G01B11/00.H G02B23/26.B G02B23/26.C H04N7/18.M G01B11/24.K A61B1/00.551 A61B1/00.553 G01B11/24.N G01B11/245.H		
F-TERM分类号	2F065/AA04 2F065/AA06 2F065/AA51 2F065/AA60 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/DD06 2F065 /FF42 2F065/GG06 2F065/GG13 2F065/GG22 2F065/GG23 2F065/GG24 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ26 2F065/LL01 2F065/LL03 2F065/LL04 2F065/LL20 2F065/LL22 2F065/LL26 2F065/LL46 2F065/LL47 2F065/MM28 2F065/NN02 2F065/PP21 2F065/QQ00 2F065/QQ03 2F065/QQ17 2F065 /QQ24 2F065/QQ26 2F065/QQ28 2F065/SS02 2F065/SS13 2H040/AA02 2H040/AA03 2H040/AA04 2H040/BA22 2H040/CA06 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061 /HH52 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/SS09 4C061/SS21 4C061/WW11 5C054/AA02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CG02 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FB03 5C054 /FC11 5C054/FC15 5C054/FE14 5C054/FE23 5C054/HA12 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过简单的构造和算术处理，即使被摄体在运动中也能够获得内窥镜装置中的距离信息，并且在短时间内获得具有与摄像装置相同的空间分辨率的距离分布信息。为了能够。解决方案：使来自长距离照明透镜105的照明和来自近距离照明透镜107的照明几乎同时发光，并且在每个发射定时，图像拾取元件102拍摄每个光的反射光图像。要做。接下来，计算机140通过基于两个拍摄图像的每个像素的亮度比执行计算来计算每个像素的距离，并通过收集它们来计算距离分布信息。另外，两个捕获图像之一被用作普通图像。正常图像和距离分布信息作为可见图像显示在监视器120上。

